

# 방사선 의료영상 잡음제거를 위한 퍼지논리 활용 다해상도 기반 유도필터

## A Multi Resolution Based Guided Filter Using Fuzzy Logic for X-Ray Medical Images

고승현\* · 수레쉬 라에 판트\*\* · 이준환\*\*†

Seung-Hyun Ko\*, Suresh Raj Pant\*\*, and Joonwhoan Lee\*\*†

\*(주)나노포커스레이, \*\*전북대학교 컴퓨터공학부

\*Nanofocusray Co. Ltd. , †\*\*Dept of Computer Engineering, Chonbuk National University

### 요 약

방사선 의료영상의 잡음은 화질을 떨어트리며, 진단의 정확성을 낮추는 원인이 된다. 특별히 환자보호를 목적으로 방사선 피폭량을 줄인 저선량 의료영상은 잡음 수준이 높아 잡음 제거 기술이 더욱 중요하다. 본 논문에서는 다양한 해상도에서 경계선 특징을 보존하며 잡음을 효과적으로 제거하는 잡음제거 방법을 제안한다. 제안된 방법에서는 영상을 여러 개의 해상도의 피라미드 영상으로 분해하고, 각각의 분해된 영상으로 부터 퍼지 규칙기반 경계선 검출기를 통하여 안정된 경계 신뢰도 맵을 얻는다. 이들 다해상도 영상의 경계 신뢰도 맵은 유도 필터의 파라미터를 적응적으로 결정하며, 이를 이용하여 해당 영상의 경계를 보존하며 잡음을 제거한다. 이렇게 잡음이 제거된 다해상도 영상은 보간법을 통하여 확장되고 합성되어 결과영상을 얻는다. 제안된 방법은 미디언 필터, 양방향 필터, 유도 필터 등과 비교하여 경계선을 잘 보존하며, 잡음제거 능력이 우수함을 실험을 통해 확인하였다.

**키워드** : 잡음 제거 기술, 피라미드 영상, 경계선 검출기, 유도 필터, 보간법

### Abstract

Noise in biomedical X-ray image degrades the quality so that it might causes to decrease the accuracy of diagnosis. Especially the noise reduction techniques is quite essential for low-dose biomedical X-ray images obtained from low radiation power in order to protect patients, because their noise level is usually high to well discriminate objects. This paper proposes an efficient method to remove the noise in low-dose X-ray images while preserving the edges with diverse resolutions. In the proposed method, a noisy image is at first decomposed into several images with different resolutions in pyramidal representation, then the stable map of edge confidence is obtained from each of analyzed image using a fuzzy logic-based edge detector. This map is used to adaptively determine the parameter for guided filters, which eliminate the noise while preserving edges in the corresponding image. The filtered images in the pyramid are extended and synthesized into a resulted image using interpolation technique. The superiority of proposed method compared to the median, bilateral, and guided filters has been experimentally shown in terms of noise removal and edge preserving properties.

**Key words** : Noise Reduction Techniques, Pyramidal Representation, Edge Detector, Guided Filters, Interpolation Technique

## 1. 서론

접수일자: 2014년 2월 19일

심사(수정)일자: 2014년 7월 25일

게재확정일자 : 2014년 7월 28일

† Corresponding author

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

의료 영상 처리란 인체 내부의 조직이나 기관을 포함하여 의학적으로 유용한 모든 생체 정보를 영상화하고, 이로부터 진단이나 치료에 사용되는 임상 정보를 추출하고 처리하는 기술을 총칭한다. 특별히 방사선 의료 영상의 획득과 생성 과정은 일반 영상의 획득이나 생성보다 복잡한 여러 과정을 거치게 된다. 이러한 과정마다 X-선 발생 장치의 광자수도 달라질 수 있으며, 광자의 물체를 투과할 때 산란, X-선 검출기가 투과된 광자를 받아들이는 정도도 달라질 수 있다. 이와 같은 영상취득과정의 불확실성은 의료 영상에는 가독성을 떨어뜨리는 잡음으로 나타나게 된다[1].

일반적으로 영상의 잡음제거 필터링은 선형 필터나 비선형 필터 등으로 구분된다. 상대적으로 단순한 선형 필터는 영상 전체에 걸쳐 있는 잡음과 영상의 특징을 고려하지 않으며, 영상의 대조도와 섬세한 경계 부분을 훼손시킨다[2]. 미디언 필터 등 비선형 필터는 경계 부분에서 훼손을 최소화 하지만 선형 필터와 마찬가지로 영상의 잡음 특징과 수준을 고려하지 않아 바람직하지 않은 결과를 보일 경우도 있으며, 이러한 문제를 해결하기 위해 비등방성 확산필터(anisotropic diffusion filter) 등 다양한 필터들이 제안되었다[3][4]. 비등방성 확산 필터는 지역적인 방향성을 탐색하여 경계를 보존하고 잡음을 효과적으로 제거한다. 하지만 비등방성 확산 필터 역시 단일 해상도에서 조절 가능한 여러 변수의 설정에 따라 잡음 제거의 성능이 변화되기도 한다.

또한 최근에 영상의 공간적인 유사성뿐만 아니라 구조적인 유사성까지를 반영한 필터들이 등장하였는데, 양방향 필터(bilateral filter)[5] 삼방향 필터(trilateral filter)[6], NL-mean 필터[7] 등이 이 그룹에 포함된다. 이들 필터들은 단순히 공간적인 개념에서의 이웃하는 화소를 이용할 뿐만 아니라 이웃하는 화소의 음영 값을 포함하여 필터의 가중치를 결정하여 지역적인 경계를 보존하는 특징을 가진다. 하지만, 이들 필터들도 잡음과 경계를 분리하는 파라미터의 임계값에 따라 잡음 제거의 성능이 변화되며, 오로지 중심 화소 값과 이웃하는 화소 값 차이에 의해서만 영상의 구조를, 예를 들면 경계 부분인지 아닌지를, 판별하여 X-선 영상에서 나타나는 임펄스 잡음에 취약해질 수 있으며, 특별히 저선량 X-선 영상과 같이 신호의 전력이 취약한 영상에서는 우수한 효과를 기대하기 어렵다.

영상을 여러 해상도로 분해하고 각각의 해상도에 적합한 필터링을 수행하는 방식으로는 웨이브렛(wavelet)을 활용하는 잡음제거 방법들도 사용된다. 이들 방법에서는 영상을 웨이브렛으로 분해하고 낮은 전력의 잡음을 차단하는 방법으로 필터링을 수행한다 [8][9]. 즉 분해된 웨이브렛 대역에서 잡음은 상대적으로 작은 전력으로 영상전체에 고르게 분포하고 있다는 가정을 바탕으로 하고 있다. 따라서 잡음과 신호의 구분은 문턱치 설정에 영향을 받으며 구조적 유사성을 고려하는 영상 필터링의 경우와 같이 저선량 X-선 영상과 같이 잡음 전력이 클 경우는 신호가 훼손될 가능성이 크다.

최근 He 등에 의해 제안된 유도 필터(guided filter)는 적분 영상을 이용하여 양방향 필터의 계산량을 줄이며 그래디언트 역전(gradient reversal) 현상을 없게 하고, 다양한 영상처리 응용의 융통성을 제공하기 때문에 주목을 받고 있다[10]. 그러나 유도 필터의 경우도 원 영상을 유도영상으로 사용할 경우 파라메타 값에 따라 영상의 평활화(smoothing) 정도가 달라지며, 영상전체에 대해 이 값을 일의적으로 결정하면 영상의 국부적인 특징과 다양한 스케일의 객체의 경계를 효과적으로 보존하며 잡음을 제거하기 어렵다.

본 논문에서는 방사선 의료 영상의 다양한 스케일의 경계 정보를 최대한 보존하면서 잡음을 적응적으로 제거하는 방법을 제안한다. 일반적으로 영상의 중요한 특징들은 다양한 스케일을 가지기 때문에 여러 해상도에서 효율적으로 표현되고 처리될 수 있다[2][11]. 즉 저해상도에서는 영상의 자세한 부분들이 무시되고, 고해

상도에서는 이웃화소의 범위가 제한되면 영상전체의 윤곽을 파악하는데 어려움이 있어 이를 극복하고자 함이 다해상도로 영상을 분해하여 처리하는 목적이다. 제안된 방법은 이와 같이 영상객체의 경계 즉 에지가 다양한 해상도에서 효율적으로 표현되고 검출될 수 있다는 가정을 기반으로 한다.

제안된 방법에서는 잡음 영상을 피라미드 영상표현으로 분해하고 각각의 해상도에서 퍼지논리를 이용하여 경계선 유무의 신뢰도를 결정한다[12][13]. 결정된 경계선의 신뢰도는 유도필터의 파라미터를 영역의 특성에 맞게 조정하며 적응적으로 잡음을 제거한다. 즉 유도필터의 매개변수를 하나로 고정할 경우 변수 조절량에 따라 경계가 흐려지거나 잡음이 제거되지 않는 경우도 발생하지만, 본 논문에서는 앞서 구한 경계 신뢰도 맵에 따라 변수를 적응적으로 조절하여 각 해상도에서 경계는 보존하고 잡음은 효과적으로 제거할 수 있게 된다. 이런 방법으로 각 해상도에서 영역의 특성에 맞게 적응적으로 잡음이 제거된 영상은 보간법에 의해 확장되고 합성되어 결과영상을 얻는다. 제안된 방법의 퍼지논리 기반 경계선 추출 과정은, 저선량 X-선 의료 영상에서 잡음 수준이 비교적 높음에도 불구하고, 퍼지소속 정도를 결정하는 매개변수를 조절하여 강인하게 경계 정보를 추출할 수 있다.

본 논문에서 제안된 방법은 양방향 필터, 유도필터 등과 MSR(Mean-to-Standard Deviation Ratio)과 CNR(Contrast-to-Noise Ratio) 등의 잡음제거 능력, MTF(Modulation Transfer Function)관점의 경계 보존 능력 등 관점에서 성능 비교한 결과 미디언, 양방향 필터, 유도 필터 등 보다 우수함을 입증하였다. 다만 이들 필터들 보다 경계신뢰도 맵을 구하기 위한 과정과 영상의 피라미드 분해 합성과정의 추가되기 때문에 계산량이 많아진다. 제안된 방법은 다해상도로 분해하여 경계선의 다양한 스케일에서의 특징을 고려한다는 점에서 기존의 적응적인 유도필터와 구별된다[14].

본 논문의 2절에서는 퍼지논리를 이용한 경계선 검출과 제안된 다해상도 적응 유도 필터링 방법을 서술하며, 3절에서는 제안된 방법의 성능을 측정하기 위한 실험 및 다른 필터들과의 성능 비교결과를 제시하고 4절에서는 결론을 맺는다.

## 2. 제안된 다해상도 적응 유도필터

본 논문에서 제안하는 다해상도 적응필터의 구조는 그림 1과 같다. 제안된 방법에서는 먼저 영상의 다해상도 분해를 통해 영상피라미드를 구성한다. 이러한 다해상도 분해의 목적은 영상의 특징이 다양한 스케일을 가지기 때문에 영상 경계선 특징의 스케일에 맞는 이웃을 결정하고 처리하기 위함이다[2][13]. 일반적으로 영상의 경계선이 다양한 스케일을 가지기 때문에 동일 해상도에서 이웃의 범위를 획일적으로 정하면 다양한 스케일의 특징을 검출하고 처리할 수 없다.

제안된 방법에서는 획득한 각각의 다해상도 영상에서 퍼지논리 기반의 연산을 통하여 경계 신뢰도 맵을 구하며, 이를 이용하여 각 영상에 적응적인 유도 필터를 결정한다. 이런 방식으로 잡음이 제거된 영상은 합

성 과정을 거쳐 최종적인 결과 영상을 획득한다.

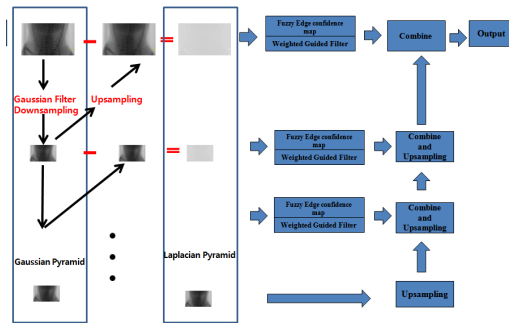


그림 1. 제안된 다해상도를 이용한 퍼지 논리 기반 잡음 제거

Fig. 1. The proposed fuzzy logic-based noise reduction using multi-resolution.

**다해상도 분해 방법**

일반적으로 영상에서 경계와 잡음부분 등의 대비 정보는 고주파수 성분으로 존재하며, 영상에 명암 정보는 주로 저주파수 성분으로 존재하게 된다. 피라미드 분해 방법은 다양한 해상도의 영상으로 분리해 내는 방법이며, 본 논문에서는 라플라시안 피라미드를 이용하여 각 잡음이 제거될 영상을 획득한다. 라플라시안 피라미드를 구성하기 위한 가우시안 피라미드의 구성 방법은 식 (1)과 같으며, 이를 이용하여 라플라시안 피라미드의 구성은 식 (2)와 같다[2][12][13].

$$g_n = REDUCE(g_{n-1}) \tag{1}$$

$$L_l = g_l - EXPAND(g_{l+1}) \tag{2}$$

수식 (1)에서  $n$ 은 피라미드의 레벨을 나타내며,  $g_0$ 은 입력 영상과 같다. REDUCE 연산은 지역 통과 필터를 취한 후 영상을 다운 샘플링하는 것을 의미한다. 마찬가지로 수식 (2)에서  $l$ 은 피라미드의 레벨을 나타내며, EXPAND 연산은 영상의 업 샘플링을 의미한다. 이때, 업 샘플링시 보간법은 4x4 격자 값들을 윈도우로 이용하여 이웃 화소를 참조하여 보간하는 3차 회선(cubic convolution) 보간법을 적용하였다. 3차 회선 보간법은 복잡성은 증가하나 일반적인 양선형(bilinear) 보간 또는 최인접(nearest neighbor) 보간 보다 오차가 줄어드는 이점이 있다[15].

**퍼지논리 기반 경계 신뢰도 맵**

일반적으로 확실한 경계 부분과 그렇지 않은 부분을 이진 논리를 적용하여 선택적으로 잡음을 제거하는 방법을 적용할 수 있으나, 경계가 모호하거나 높은 잡음 레벨을 가진 영상에서는 그릇된 경계 맵을 만들어 내 성능을 떨어뜨릴 수 있다. 이러한 문제를 완화하기 위해서 본 논문에서는 퍼지 규칙을 적용하여 영상에서 발견된 경계의 확실성을 나타내는 경계 신뢰도 맵을 구한 후 신뢰도에 따라 가중치를 다르게 적용하는 필터링 방법을 제안한다. 논문에서 사용되는 퍼지 규칙을 위한

퍼지 연산은 표 1과 같다[16][17]. 본 논문은 에지를 정확하게 구하는 것이 궁극적인 목적이 아니며, 다해상도로 분해된 모든 영상에서 에지 신뢰도를 찾아야 하기 때문에 성능이 우수한 학습기반의 에지검출 방법[18]보다 단순한 규칙기반 방법을 채택하였다.

표 1. 일반 퍼지 연산들  
Table 1. General Fuzzy Operators

Fuzzy Intersection	Algebraic product $r_A(\mu)r_B(\mu)$
Fuzzy Union	Algebraic sum $r_A(\mu) + r_B(\mu) - r_A(\mu)r_B(\mu)$

표 1에서  $r_A(\mu)$ 와  $r_B(\mu)$ 는 퍼지집합  $A$ 와  $B$ 에 상응하는 소속 함수이며,  $\mu$ 는 전체 집합  $U$ 의 원소이다.

우선, 퍼지 논리를 이용하여 경계 신뢰도 맵을 구하기 전에 각 해상도의 라플라시안 피라미드 영상으로부터 0 교차 지점을 찾고, 그 지점에서 지역적인 분산을 구한 후, 이 값을 소속함수 BIG를 이용하여 정규화 한다. 소속함수 BIG은 식 (3)과 같다.

$$BIG = \gamma_B(x) = \begin{cases} 0 & \text{if } x \leq 0 \\ \frac{x}{b} & \text{if } 0 < x < b \\ 1 & \text{if } x > b \end{cases} \tag{3}$$

여기에서  $x$ 는 0 교차점에서의 지역적인 분산 값을 나타내고,  $b$ 는 소속함수 BIG의 기울기를 결정하는 파라미터 값이다.  $b$ 의 값은 특정 윈도우내의 편차 값의 총합의 평균값으로 지정하며, 이러한 특성으로 인하여 잡음이 심한 영상에서는 기울기를 완만하게 하여 잡음에 강하게 하고, 잡음이 적은 영상에서는 조금의 경계에도 민감하게 반응하도록 한다. 통상적으로  $b$ 는 영상의 잡음 수준을 고려하여 1이상의 값을 적용한다.

이렇게 정규화한 영상에서 다음과 같은 퍼지 규칙을 적용하여 경계 신뢰도 맵을 구한다. 퍼지 규칙은 3x3 크기의 윈도우에서 가운데 화소와 그 주변의 이웃하는 화소  $(x+i, y+j)$  ( $i, j = -1, 0, 1$ )에 적용되며, 표 2와 같다. 만약, 3x3 윈도우의 가운데 화소의 소속정도가 BIG 이고 가운데 화소에 이웃하는 최소 3개의 화소 또한 BIG이면, 가운데 화소는 확실한 경계이다.

표 2. 퍼지 규칙 명세  
Table 2. Fuzzy rule description.

Antecedent	$(p_0 = BIG) \wedge (p_1 = BIG) \wedge (p_2 = BIG) \wedge (p_3 = BIG)$ where $p_0 = \gamma_B(x, y)$ $p_1 = \gamma_B(x + i_1, y + j_1)$ $p_2 = \gamma_B(x + i_2, y + j_2)$ $p_3 = \gamma_B(x + i_3, y + j_3)$ $(i_1, j_1) \neq (i_2, j_2) \neq (i_3, j_3) \wedge (i_{1,2,3}, j_{1,2,3}) \neq (0, 0)$
Consequent	There exists an edge at $(x, y)$ .

B	X	X
X	B	X
X	B	B

X	X	B
B	B	B
X	X	X

그림 2. 경계에 대한 퍼지 규칙의 예  
Fig. 2. Example of fuzzy rules for edges

그림 2는 퍼지 규칙을 가지적으로 표현한 예이며, 표 2는 퍼지 규칙을 표현한다.

위의 예시에서 B는 *BIG*에서의 소속함수 값을 나타내며, X는 규칙에서 제외되는 부분으로, 총 56개의 규칙이 생성되며, 표 1과 같이 퍼지 규칙의 전제부는 퍼지 대수 곱을 적용하며 모든 가능한 전제부에 대해서 퍼지 대수 합 연산을 통해 결론을 도출한다. 표 2는 이러한 56개의 규칙을 표현하고 있으며 퍼지 대수 곱과 대수합의 값을 통해 구해진 값들을  $(x,y)$  위치에서 경계 신뢰도 맵이라 정의한다.

#### 경계 신뢰도를 이용한 적응 유도필터

유도 필터는 기존 비등방성 확산 필터와는 다르게 반복접근 없이 공간상에서 경계를 보전하면서 잡음을 제거하는 방법으로 유도(*guide*) 영상을 활용한 지역적인 선형모델을 통하여 결과를 예측하는 필터이다[10]. 여기서 유도 영상은 다른 영상이 될 수도 있으며 입력 영상 그 자신이 될 수도 있다. 유도 필터는 앞 절에서 살펴본 양방향 필터와 같이 경계를 보존하며 잡음을 제거하지만, 경계 근처에서의 그래디언트 역전현상이 나타나지 않아 양방향 필터보다 성능이 뛰어나다.

유도 필터의 가장 핵심적인 가정은 유도하는 이미지  $I$ 와 필터의 출력  $q$ 은 지역적인 선형 모델로써 식 (4)와 같이 표현된다.

$$q_i = a_k I_i + b_k, \forall i \in w_k \quad (4)$$

여기서  $(a_k, b_k)$ 는 선형 계수,  $w_k$ 는 화소  $k$ 를 중심으로 하는 윈도우를 의미한다. 최적의  $(a_k, b_k)$ 를 찾기 위해서 입력 영상  $p$ 와 필터 출력  $q$ 의 차이를 최소화하는 목적함수

$$E(a_k, b_k) = \sum_{i \in w_k} ((a_k I_i + b_k - p_i)^2 + \epsilon a_k^2) \quad (5)$$

의 해를 구해야 한다. 여기서  $\epsilon$ 은 정규화(*regularization*) 매개변수로 과적합(*overfitting*)이 일어나는 것을 방지한다. 또한, 만약 유도 영상을 입력영상과 같이 설정했을 경우 매개변수  $\epsilon$ 은 영상의 평활화 정도를 결정하는 역할을 하며,  $\epsilon$ 이 큰 경우는 평활화가 많이 일어나며 작은 경우에는 입력영상을 그대로 통과 시키는 역할을 한다.

식 (5)를 최소화하는 해를 선형회귀(*linear regression*)을 통하여 구하면  $a_k$ 와  $b_k$ 는 아래와 같이 구할 수 있다.

$$a_k = \frac{\frac{1}{|w|} \sum_{i \in w_k} I_i p_i - \bar{\mu}_k \bar{p}_k}{\sigma_k^2 + \epsilon} \quad (6)$$

$$b_k = \bar{p}_k - a_k \bar{\mu}_k \quad (7)$$

여기서  $\mu_k$ 와  $\sigma_k^2$ 은  $w_k$ 에 있는  $I$ 의 평균과 분산을 나타내고,  $|w|$ 는  $w_k$ 의 화소수이다.  $\bar{p}_k = \frac{1}{|w|} \sum_{i \in w_k} p_i$ 는  $w_k$ 에 있는  $p$ 의 평균을 의미한다. 이렇게 선형 계수  $(a_k, b_k)$ 를 얻으면 수식 (4)에 의한 필터 출력  $q_i$ 를 구할 수 있다. 하지만, 화소  $i$ 는 여러 개의 중첩되는  $w_k$ 를 가지므로,  $q_i$ 는 유일하지 않게 된다. 따라서 가장 간단한 방법으로 모든 가능한  $q_i$ 의 값들을 더하는 것으로 해결할 수 있다. 즉  $(a_k, b_k)$ 를 모든 패치  $w_k$ 에 대해서 구하고  $q_i$ 를 아래와 같이 구할 수 있다.

$$q_i = \frac{1}{|w|} \sum_{k: i \in w_k} (a_k I_i + b_k) \quad (8)$$

여기서 윈도우의 대칭성으로  $\sum_{k: i \in w_k} a_k = \sum_{k \in w_i} a_k$ 로 표시할 수 있으며, 이를 이용하여 수식(4)를 다시 쓰면

$$q_i = \bar{a}_i I_i + \bar{b}_i \quad (9)$$

로 나타낼 수 있다. 여기서

$$\bar{a}_i = \frac{1}{|w|} \sum_{k \in w_i} a_k \quad (10)$$

$$\bar{b}_i = \frac{1}{|w|} \sum_{k \in w_i} b_k \quad (11)$$

로 표현될 수 있다.

식(6)에서 영상이 평탄한 지역인지, 또는 경계인지를 결정하고, 이에 따라 평탄 지역에서는 유도 영상의 평균 필터가 취해지고, 경계 지역에서는 유도 영상을 그대로 따라가게 만들기 위해서는 수식 (6)의  $\epsilon$ 을 식 (12)와 같이 수정할 수 있다. 즉 경계가 확실한 부분에서는 매개변수 값을 작게 하여 입력영상을 추종하고 평탄한 부분에서는 평활화 효과를 크게 하여 잡음을 제거하는 것이 본 논문에서 제안하는 사항이다. 즉 제안된 방법에서 2.2 절에서 구한 경계 신뢰도 값은 식 (12)에서  $\alpha(x,y)$ 에 해당 한다.

$$a_k = \frac{\frac{1}{|w|} \sum_{i \in w_k} I_i p_i - \bar{\mu}_k \bar{p}_k}{\sigma_k^2 + (1 - \alpha(x,y))\epsilon + 0.01} \quad (12)$$

식 (12)에서  $\alpha(x,y)$ 가 커서 경계가 확실한 경우는 분모가 작아지며 그렇지 않은 경우에는 분모가 커진다. 식 (12)에서  $\epsilon$ 은 윈도우의 분산 값  $\sigma_k^2$ 로 설정하며, 0.01은  $a_k$ 값이 무한히 커지는 것을 방지하기 위한 값이다. 또한 식 (12)를 통해 계산된  $a_k$ 는 국부적인 영상의 특징을 반영하여 결정되고 식 (7)에 의해  $b_k$  역시 자동적으로 결정된다.

### 3. 실험 방법 및 결과

#### 실험 방법

본 논문에서 제안한 방법의 실험 데이터는 (주)나노

포커스레이의 전임상 소동물 실험용 micro-CT인 Polaris-G90 장비에서 얻은 데이터를 이용하여 진행하였으며, 실험용 쥐영상을 대상으로 하였다. Polaris-G90은 콘빔(cone-beam) X-Ray 발생장치와 평판형 검출기를 통하여 고해상도의 투영 데이터 및 CT 영상을 얻을 수 있는 장비이다. 이 장비에서 투영영상 데이터는 16bit 원시(raw) 데이터 포맷으로, 1°도당 한 장씩 영상을 획득하여 총 360장의 영상 데이터 집합으로 구성된다. 영상 데이터 집합에 속한 각각의 투영 영상을 필터 보정 역투영법(filtered back projection)을 적용하여 512x512x512 크기의 3D 단층 영상을 획득한다.

실험에서는 이런 방식으로 출력된 단층 영상에 본 논문에서 제안하는 방법과 다른 잡음 제거 방법을 적용하여 화질을 평가하도록 하였다.

**퍼지논리 기반 경계 신뢰도 맵의 성능**

제안된 방법의 필터성능은 잡음 환경에서 어느 정도 경계선 맵의 신뢰도를 안정적으로 산출하는가에 따라 달라질 수 있다. 그림 3은 소벨 연산자와 2.2절의 퍼지논리 기반 경계신뢰도 맵의 성능을 보여주고 있다. 그림 3에서, 경계 신뢰도 맵(우측영상)에서 진한 흰색은 확실한 경계를, 연한 회색으로 보이는 부분은 유도 필터 적용 시 부분적으로 고려될 경계이며, 검은색은 평탄영역으로 보이는 부분이며, 범위는 0~1의 값을 가진다. 그림에서 알 수 있듯이 본 논문의 퍼지논리 기반의 경계선 검출기는 소벨 연산자 보다 강건한 경계 신뢰도를 제공하였다.

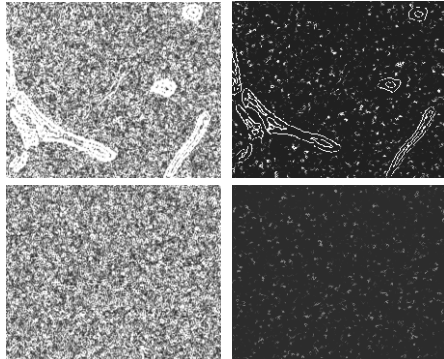


그림 3. 잡음이 있는 이미지에 대한 경계 신뢰도 맵 : 소벨(왼쪽), 그리고 퍼지 논리 기반 연산자(오른쪽)  
Fig. 3. Edge confidence map for noisy image: Sobel(left), and Fuzzy-logic based operator(right)

**결과 영상화질 평가 방법**

일반적으로 의료영상은 원본 영상이 존재하지 않는 데, 그 이유는 X-선 광원으로부터 발생하는 광량, X-선이 물체를 통과하며 일어나는 산란, X-선 검출기에서 X-선을 포획할 때 일어나는 불확실성, 영상 재구성 알고리즘의 부정확성에 의한 잡음 및 인공구조물 생성 등에 의해서 획득 자체에 잡음이 매우 많이 발생하기 때문이다. 따라서 본 논문에서는 다음과 같은 방법을 이용하여 화질의 개선 정도를 측정하였다. 먼저 의료영상에서 중점적으로 보게 되는 부위를 DROI(Desired Region Of Interest, 관심 부위, 그림 4(a))로 설정하고, 관심 밖의 영역(물체가 없는 영역, 그림 4(b))을

UROI(Undesired Region Of Interest, 관심 밖의 영역)로 설정하였다.

다음으로, 잡음이 제거되기 전의 영상과 잡음이 제거된 후의 영상에 아래의 수식 (13)의 MSR 과 (14)의 CNR를 계산하여 비교하였다[11]. 식(13)에서  $\mu_d$ 와  $\sigma_d$ 는 DROI 영역의 평균값과 표준 편차 값으로 MSR이 크다는 것은 잡음이 적다는 의미이며, 식 (14)에서  $\mu_u$ 와  $\sigma_u$ 는 UROI 영역의 평균값과 표준 편차 값으로 CNR이 커지면 관심영역의 밝기와 비관심 영역의 밝기 차이, 즉 대조도가 커져서 선명해짐을 의미한다.

$$MSR = \frac{\mu_d}{\sigma_d} \tag{13}$$

$$CNR = \frac{|\mu_d - \mu_u|}{\sqrt{0.5(\sigma_d^2 + \sigma_u^2)}} \tag{14}$$

또한, 필터를 적용하였을 때 영상이 어느 정도 평활화 되는지를 확인하기 위하여 칼날과 같은 날카로운 경계면을 가지는 물체를 촬영한 후 필터를 적용하고 MTF(modulation transfer function) 곡선을 구하여 비교하였다. 이런 방법은 주로 공간해상력을 알아내기 위한 방법으로 많이 쓰이는데, mm당 몇 개의 구분 되어지는 선이 들어가느냐를 파악하는 방법이다. 통상적으로 MTF 곡선의 첨두치의 10% 지점의 값을 lp/mm로 나타내며 이를 통해, 영상의 평활화 정도를 파악할 수 있다.

MTF를 구하기 위해서는 먼저 영상의 날카로운 경계면으로부터 ESF(edge spread function)를 구하고, 이를 미분하여

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} ESF(x) \tag{15}$$

LSF(line spread function)을 구한다. 이렇게 구한 LSF의 푸리에 변환을 통해서 MTF를 계산할 수 있다.

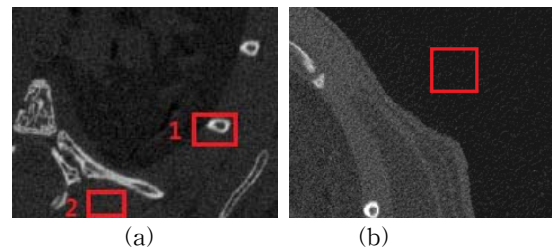


그림 4. (a)DROI 1, DROI 2, (b)UROI  
Fig. 4. (a)DROI 1, DROI 2, (b)UROI

표 3. MSR과 CNR의 결과  
Table 3. Result of MSR and CNR

Filter	DROI 1		DROI 2	
	MSR	CNR	MSR	CNR
Original	0.59	1.66	1.51	5.38
Median	0.60	1.83	2.31	9.94
Proposed	<b>0.82</b>	<b>2.13</b>	<b>3.52</b>	<b>12.35</b>
Guided	0.76	1.98	3.21	10.32
Bilateral	0.73	1.94	2.95	9.58

**실험 결과**

제안된 방법은 실제 실험용 쥐를 저선량으로 촬영한 영상에 대해 미디언 필터와, 유도 필터, 양방향 필터를 적용한 결과와 비교하였다. 그림 4에는 측정 대상 영역을, 표 3는 필터 적용결과를 나타내었다. 표에서 알 수 있듯이 제안하는 방법의 MSR과 CNR이 두 DROI 영역에서 가장 우수한 유도 필터의 결과보다도 좋아졌음을 확인할 수 있었다.

그림 5에는 선량을 높인 팬텀영상에 다양한 필터를 적용한 결과를 보여주고 있다. 즉 저선량 영상뿐만 아니라 고선량의 경우에도 제안된 방법은 다른 필터보다 빼 주 변이 번지지 않고 잡음이 제거된 것을 확인 할 수 있었다.

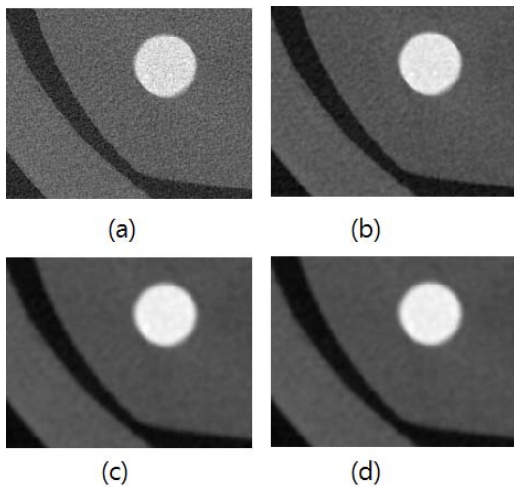


그림 5. (a) 고선량 원본 이미지 (b) 제안된 필터 (c) 양방향 필터 (d) 유도 필터  
 Fig. 5. (a) high-dose original image, (b) proposed filter (c) bilateral filter (d) guided filter

다음으로 필터를 적용하였을 때 영상이 평활화 정도를 확인하기 위하여 칼날과 같은 날카로운 경계면을 가지는 물체를 저선량으로 촬영한 후 필터를 적용하고 MTF(modulation transfer function) 곡선을 구하여 비교하였다. 그림 6(a)와 (b)는 각각 칼날의 면을 촬영한 영상과 이를 제안된 필터로 평활화한 결과를 보여주고 있으며, 표 4에는 다양한 필터를 적용한 결과 MTF로부터 구한 해상력을 보여주고 있다. 표 4에서 알 수 있듯이, 제안하는 필터는 원본의 해상력을 거의 손상하지 않음을 확인할 수 있었다. 이를 통해 제안하는 필터는 영상에서 경계면을 효과적으로 보존한다는 것을 확인 할 수 있다.

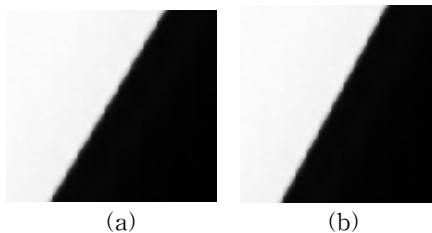


그림 6. (a) 저선량 원본 이미지, (b) 제안된 필터  
 Fig. 6. (a) low-dose original image, (b) proposed filter

표 4. MTF의 결과

Table 4. Result of MTF

Filter	MTF Result
Original	4.9 lp/mm
Proposed	<b>4.75 lp/mm</b>
Bilateral	3.40 lp/mm
Guided	4.16 lp/mm

결론적으로 표 3와 표 4을 통하여 볼 때 제안하는 필터는 원본의 해상력을 손상시키지 않고, 효과적으로 MSR과 CNR이 다른 필터에 비해 증가됨을 볼 수 있었으며 저선량 영상뿐만 아니라 선량을 높인 영상에서도 효과적임을 확인하였다.

**4. 결론**

다해상도의 영상처리기술은 일반적인 단일 해상도의 기술에 비해 복잡성이 증가한다. 하지만 각각의 해상도에서 독립적으로 영상을 처리함으로써 해당 해상도의 특징을 잘 활용하면서 효율적인 처리를 가능하게 한다.

본 논문에서는 다해상도로 분해된 영상에서 퍼지논리를 이용하여 잡음이 많은 방사선 의료영상의 경계선 신뢰도 맵을 얻어내고, 이에 따라 유도필터의 파라미터를 적용적으로 조절하는 유도필터를 제안하였다. 제안된 퍼지논리 기반의 경계검출 방법은 안정된 경계선 신뢰도 맵을 생성하고, 이를 이용하는 다해상도 적용 유도 필터는 영상의 경계선을 잘 보존하면서 동시에 잡음을 효과적으로 제거할 수 있었다. 본 논문의 다해상도 분해와 각각의 해상도에서의 특징을 보존하면서 잡음을 제거하는 기법은 유도필터 뿐만 아니라 새롭게 제안되는 다양한 필터들과도 결합하여 활용할 수 있다. 뿐만 아니라 퍼지 분류자 등 학습[18] 등에 의한 보다 정교한 에지검출 방법과 결합하면 더 나은 성능을 기대할 수도 있을 것이다.

본 논문에서 제안한 방법은 CT 장비에서의 재구성 영상뿐만 아니라 재구성 전 전처리 단계에서도 적용이 가능할 것으로 예상되며, 선량의 효율성을 증대시켜 환자의 피폭량 축소와 영상 판독의 정확도를 높일 수 있을 것으로 기대된다.

**References**

- [1] Jacob Beutel, *Handbook of Medical Imaging: Medical image processing and analysis*, SPIE Press, Jan. 2000.
- [2] Rafael C. Gonzalez and Richard E. Woods, *Digital Image Processing*, Prentice Hall; 3 edition, Aug. 2007.
- [3] Pietro Perona, and Jitendra Malik, "Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 12, No. 7, pp. 629-639, 1990.
- [4] Alexei A. Samsonov, and Johnson Chris R., "Noise

adaptive nonlinear diffusion filtering of MR images with spatially varying noise levels," *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 52, No. 4, pp. 798-806, 2004.

[5] Carlo Tomasi, and Roberto Manduchi, "Bilateral filtering for gray and color images," *Proceedings of IEEE Sixth International Conference on Computer Vision*, Bombay India, 1998.

[6] W. Wong, and A. Chung, "Trilateral filtering: a non-linear noise reduction technique for MRI," *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, Vol. 11, pp. 2218, 2004.

[7] B. K. Shreyamsha Kumar, "Image denoising based on non-local means filter and its method noise thresholding," *Signal, Image and Video Processing*, Vol. 7(6), pp. 1211-1227 Nov. 2013.

[8] Xu, Yansun, John B. Weaver, Dennis M. Healy, Jr., and Jian Lu, "Wavelet transform domain filters: a spatially selective noise filtration technique," *IEEE Transactions on Image Processing*, Vol. 3, No. 6, pp. 747-758 1994.

[9] S. Grace Chang, Bin Yu, and Martin Vetterli, "Adaptive wavelet thresholding for image denoising and compression," *IEEE Transactions on Image Processing*, Vol. 9, No. 9 pp. 1532-1546, 2000.

[10] Kaiming He, Jian Sun, and Xiaoou Tang, "Guided image filtering," *Proceedings of the 11<sup>th</sup> ECCV*, Part I, pp. 1-14, Springer Berlin Heidelberg, 2010.

[11] Hamid Soltanian-Zadeh, Joe P. Windham, and Andrew E. Yagle, "A multidimensional nonlinear edge-preserving filter for magnetic resonance image restoration," *IEEE Transactions on Image Processing*, Vol. 4, No. 2, pp. 147-161, 1995.

[12] Edward H. Adelson, Eero P. Simoncelli and William T. Freeman, "Pyramids and multiscale representations," *M.I.T. Media Lab Vision and Modeling Group Technical Report No. 155*, 1991.

[13] Peter Burt, and Edward Adelson, "The Laplacian pyramid as a compact image code," *IEEE Transactions on Communications*, Vol. 31, No. 4, pp. 532-540, 1983.

[14] Cuong Cao Pham, Synh Viet Uyen Ha, and Jae Wook Jeon, "Adaptive guided image filtering for sharpness enhancement and noise reduction," *PSIVT 2011 Part I* pp. 323-334, LNCS 7087, 2011.

[15] Thomas M. Lehmann, Claudia Gonner, and Klaus Spitzer, "Survey: Interpolation Methods in Medical Image Processing," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, Vol. 18, No. 11, pp. 1049-1075, Nov. 1999.

[16] Zhiwei Tang, and Guangshu Hu, "Development of a Multiscale Noise Reduction Algorithm for Cone-beam Micro-CT Using Fuzzy Logic-Based Anisotropic Filter," *J. Med. Biol. Eng.*, Vol. 30. No. 5, pp. 283-288, 2010

[17] George J. Klir, and Bo Yuan, *Fuzzy Sets and Fuzzy Logic: Theory and Applications*,

Prentice-Hall, May 1995.

[18] Chi-Sun Joung, Chang-Bong Ban and Kwee-Bo Sim, "Learning of Rules for Edge Detection of Image using Fuzzy Classifier System," *Korean Institute of Intelligent Systems*, Vol. 10, No. 3, pp. 252-295, 2000.

## 저 자 소 개



### 고승현(Seung-Hyun Ko)

2011년 : 전북대학교 컴퓨터공학부 공학사

2013년 : 전북대학교 컴퓨터공학부  
공학석사

2010년~현재 : (주)나노포커스레이 X-선  
기술연구소 연구원

관심분야 : 인공지능, 영상처리  
Phone : +82-10-2269-7730  
E-mail : ccurian86@jbnu.ac.kr



### 수레쉬 라에 판트(Suresh Raj Pant)

2009년 : Department of Electronics and  
Communication engineering in  
Pokhara University B.E degree  
(공학사)

2010년~2012 : Subisu Cablenet Pvt. Ltd  
근무

2012년~현재 : 전북대학교 전자정보공학  
부 공학석사과정

관심분야 : 영상처리, 컴퓨터 비전  
Phone : +82-10-5818-1429  
E-mail : pant.suresh88@gmail.com



### 이준환(Joonwhoan Lee)

1980년 : 한양대학교 전자공학과 공학사

1982년 : 한국과학기술원 전자공학과  
공학석사

1990년 : 미국 미주리대학 전기 및 컴퓨터  
공학과 공학박사

1990년~현재 : 전북대학교 전자정보공학  
부 교수

관심분야 : 영상처리, 컴퓨터 비전, 인공지능  
Phone : +82-10-9855-2406  
E-mail : chlee@jbnu.ac.kr